

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

23.08.2004

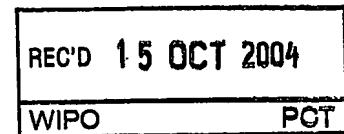
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日  
Date of Application: 2003年 9月 5日

出願番号  
Application Number: 特願2003-313424  
[ST. 10/C]: [JP 2003-313424]

出願人  
Applicant(s): 株式会社日立メディコ

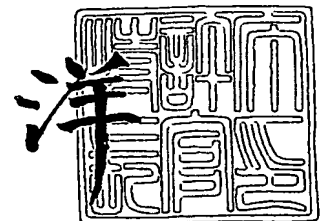


PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年10月 1日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

小川



【書類名】 特許願  
【整理番号】 03073  
【提出日】 平成15年 9月 5日  
【あて先】 特許庁長官殿  
【国際特許分類】 A61B 5/00  
【発明者】  
    【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
                        株式会社日立メディコ内  
                        白旗 崇  
    【氏名】  
【発明者】  
    【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
                        株式会社日立メディコ内  
                        後藤 良洋  
    【氏名】  
【特許出願人】  
    【識別番号】 000153498  
    【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ  
    【代表者】 猪俣 博  
【手数料の表示】  
    【予納台帳番号】 008383  
    【納付金額】 21,000円  
【提出物件の目録】  
    【物件名】 特許請求の範囲 1  
    【物件名】 明細書 1  
    【物件名】 図面 1  
    【物件名】 要約書 1

**【書類名】 特許請求の範囲****【請求項 1】**

医用画像診断装置より得られた複数の断層画像を入力する手段と、該入力された断層画像から管腔臓器の特徴量からその断面を抽出する手段と、該抽出された管腔臓器断面でその管腔臓器の半径や円形度、重心を含む物理量を演算する手段と、該演算された物理量に基づき関心領域を求める手段と、該求められた関心領域内で前記抽出された管腔臓器断面を含む断層画像から管腔臓器の 3 次元画像を作成する手段と、該作成された 3 次元画像を表示する手段とを備えたことを特徴とする医用画像表示装置。

**【請求項 2】**

前記演算手段により演算された管腔臓器断面の重心に基づき前記管腔臓器の芯線を演算する手段を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像表示装置。

## 【書類名】明細書

## 【発明の名称】医用画像表示装置

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、領域表示方法、画像表示方法に係り、MR、CT、超音波などの医用画像より臓器領域を抽出し、その抽出された臓器領域を表示する医用画像表示装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、気管支や血管、腸管などの管腔臓器やその他の臓器の抽出には、[特許文献1]に記載の領域拡張法などが広く用いられてきた。

【特許文献1】特許第2845995号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

しかしながら、例えばCT画像における気管支領域と肺野領域のように画素値の近い複数の臓器が隣接して存在する場合には、領域拡張法に用いる閾値設定が適切でないと、複数の領域が1つにつながって抽出されてしまうなどの問題があった。かかる抽出により抽出された臓器の3次元画像を作成すると、正確な3次元画像とならない。

## 【0004】

本発明は、設定された閾値により臓器領域が適切に抽出され、その抽出された臓器領域より正確な3次元画像を構成することができる医用画像表示装置を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0005】

前記課題を解決するために、本発明は以下の様に構成される。

(1) 医用画像診断装置より得られた複数の断層画像を入力する手段と、該入力された断層画像から管腔臓器の特徴量からその断面を抽出する手段と、該抽出された管腔臓器断面でその管腔臓器の半径や円形度、重心を含む物理量を演算する手段と、該演算された物理量に基づき関心領域を求める手段と、該求められた関心領域内で前記抽出された管腔臓器断面を含む断層画像から管腔臓器の3次元画像を作成する手段と、該作成された3次元画像を表示する手段とを備える。

これにより、設定された閾値により臓器領域が適切に抽出され、その抽出された臓器領域より正確な3次元画像を構成することができるようになる。

## 【0006】

(2) 好ましくは、前記(1)に於いて、前記演算手段により演算された管腔臓器断面の重心に基づき前記管腔臓器の芯線を演算する手段を備える。

これにより、芯線に基づきマルチ・プランナー・リコンストラクション(MPR)による画像を見る際に、MPR像のための軸設定を容易にすることができるようになる。

## 【発明の効果】

## 【0007】

以上、本発明によれば、設定された閾値により臓器領域が適切に抽出され、その抽出された臓器領域より正確な3次元画像を構成することができる医用画像表示装置を提供するという効果を奏する。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0008】

以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

## 【0009】

図1は本発明による医用画像表示装置の一例を示す。本発明の表示例を図2に示す。これ

は以下で説明するすべての実施形態に共通するユーザインターフェイスである。

医用画像表示装置は図1に示すように、領域抽出演算を行うCPU100、医用画像装置101により撮影された医用断層画像をLAN102などのネットワークを介して受け取り記憶する磁気ディスク103、領域抽出演算時に医用断層画像データや演算の途中経過を記憶する主メモリ104、操作者が領域抽出に必要なパラメータなどを入力するためのコントローラ105に付なされたマウス106やキーボード107、そして領域抽出結果表示に用いる表示メモリ108と表示装置109からなる。

#### 【0010】

本発明の第1の実施形態を、図3～10を用いて説明する。図3は第1の実施形態の処理の流れを示す。

##### (第1の実施形態)

本実施形態では気管支の走行方向に直交する断面を抽出していきそれらを集めることで気管支全体を抽出する。

操作者はマウス106やキーボード107などの入力装置を操作して、ユーザインターフェイス上の画像入力ボタン200を押し、医用画像装置101により撮影された医用断層画像を、LAN102を介して主メモリ104に入力したり、磁気ディスク103から入力したりする。(ステップ300)

#### 【0011】

操作者はマウス106やキーボード107などの入力装置を操作して、スライス番号設定スクロールバー201、ウィンドウレベル設定スクロールバー202、ウィンドウ幅設定スクロールバー203を動かし、画像表示領域204に所望のスライス画像を表示させる。ここで表示スライスの設定はもちろん、スライス番号表示領域205、ウィンドウレベル表示領域206、ウィンドウ幅表示領域207に直接数値を入力しても良い。その後、操作者はマウス106やキーボード107などの入力装置を操作して気管支抽出に用いる各パラメータの値を設定する。ここで、気管支抽出に用いる各パラメータとは例えば、後で説明する二値化に用いる閾値や、ROI設定閾値、領域が正しく抽出されたかを判定する時に用いる面積閾値、円形度閾値、面積比閾値、くびれ度閾値、エッジ比閾値などのことである。気管支抽出に用いる各パラメータの詳細は後で説明する。パラメータの設定は前記説明したように操作者が二値化閾値表示領域208、209、ROI設定閾値表示領域210、面積閾値表示領域211、円形度閾値表示領域212、面積比閾値表示領域213、くびれ度閾値表示領域214、エッジ比閾値表示領域215に直接数値を入力しても良いし、もちろん経験的に求められた値をあらかじめ設定しておきその値を用いても良い。あらかじめ設定した値を用いる場合には、ユーザインターフェイス上に各パラメータ値を表示してもよいし、表示しなくてもよい。(ステップ301)

#### 【0012】

操作者はマウス106やキーボード107などの入力装置を操作して前記入力した医用断層画像のうち任意の画像上に領域抽出の開始点を選択する。ここで領域抽出の開始点は前記入力した医用断層画像上の抽出したい気管支上の点であり、例えば図2の画像表示領域上の点216のように設定する。次のステップで用いる通常の領域拡張を行うための開始点である。(ステップ302)

#### 【0013】

CPU100は前記設定した開始点を元に前記選択した任意の医用断層画像上で領域拡張を行い、前記断層画像上の気管支断面を抽出する。ここで抽出された気管支断面を親領域と呼ぶ。親領域には画素値1がその他の領域には画素値0が割り当てられるとする。(ステップ303)

#### 【0014】

CPU100は前記親領域について面積値 $S_p$ 、円形度 $C_p$ 、重心座標 $G_p$ 、領域を円近似したときの半径 $r_p$  (あるいは親領域を囲む矩形の長軸の長さ)などの物理量を測定する。ここで円形度とは例えば(1)式で与えられる量であり、注目領域がどのくらい円に近い形状をしているかを示す指標となる。

(円形度)  $C = 4\pi S / (L \times L)$

(1)

ここで、Sは注目領域の面積値でありLは注目領域の外周の長さである。(ステップ304)

【0015】

CPU100は前記求めた親領域の面積値や円形度などの各物理量についてそれぞれの気管支断面として適切かどうかを判断する。気管支の走行方向に直交する断面像は円に近い楕円形をしていると考えられる。従って円形度を測定すると1に近い値となる。そこで気管支断面として適切かどうかの判断は、前記設定した各閾値と前記求めた各物理量との比較を行い、各物理量が閾値により設定された条件を満たすかどうかにより行う。親領域の各物理量のうちどれか一つでも条件を満たさないものがあればステップ306へ進み、すべての物理量が条件を満たす場合にはステップ307へ進む。(ステップ305)

【0016】

親領域が不適切と判断された場合にはエラーメッセージを出力して管腔臓器抽出処理を終了する。(ステップ306)

【0017】

CPU100は次の管腔臓器断面を抽出するための方向ベクトルを決定または更新する。親領域重心 $G_p$ から更新された方向ベクトルの方向へ単位長さだけ移動した点を、次に抽出する領域の仮中心0とする。(ステップ307)

【0018】

CPU100は領域抽出を行うときの関心領域(以下ROIと呼ぶ)の半径Rを決定する。ここで、半径Rは前記算出した親領域の半径(あるいは親領域を囲む矩形の長軸の長さ)rの定数倍である。後で説明するようにROIは適切なものが見つかるまで決められた範囲内で半径を変更させる。適切なROIについては後で説明する。決められた範囲内とは例えば、親領域半径rを用いて $ar < R < br$ で表される範囲である。ここでa, bはあらかじめ設定しておいた比率である。具体的には例えば $a=0.6$ ,  $b=1.4$ と設定する。Rを $0.6r$ から $1.4r$ まで適切なROIが見つかるまで例えば、 $0.2r$ 刻みで変化させる。(ステップ308)

【0019】

CPU100は前記設定した仮中心0を中心とし方向ベクトルに直交する半径RのROIを設定し、前記入力医用断層画像を用いてROI内の画像を作成する。なお、ROI内の各画素に画素値を割り当てるために入力医用断層画像の断層間を、線形補間法などを用いて補間する。(ステップ309)

【0020】

CPU100は前記求めたROI内画像に対して前記設定した二値化の閾値を用いて二値化する。ここで、閾値条件を満たす気管支領域候補には画素値1を、その他の領域には画素値0を割り当てる。(ステップ310)

【0021】

CPU100は前記求めた二値画像内の各領域のうち親領域とつながりのある領域のみを残し、他の領域には画素値0を割り当てる。(ステップ311)

【0022】

CPU100は前記設定したROIが適切かどうかを判断する。図4に示すようにROI400について二値化により気管支候補領域401が得られた場合と気管支候補領域402が得られた場合について考える。ROI400およびROI401の外周の長さを $L_{ROI}$ とし、ROIの外周のうち二値化により得られた気管支候補領域402, 403と接していない部分の長さをそれぞれ $L_{402}$ ,  $L_{403}$ とする。ROIの周囲長 $L_{ROI}$ と、ROIの外周のうち気管支候補領域と接していない部分の長さ $L_{402}$ ,  $L_{403}$ の比 $R_L$ が前記設定した領域抽出パラメータの一つであるROI設定閾値 $Tr_{ROI}$ と比較して $R_L > Tr_{ROI}$ の場合には設定したROIが適切であると判断してステップ313へ進み、 $R_L < Tr_{ROI}$ の場合には設定したROIが不適切であると判断してステップ308へ戻る。例えば $Tr_{ROI}=0.7$ とするとROI400は適切であると判断され、ROI401は不適切であると判断される。(ステップ312)

【0023】

CPU100は適切と判断されたROI中で二値化により得られた気管支候補領域(以下、子領域候補と呼ぶ)の面積 $S_c$ や円形度 $C_c$ 、親領域との面積比 $R_s$ 、くびれ度 $W$ 、エッジ比 $E$ 、重心

座標 $G_c$ を算出する。ここでくびれ度とは図5に示すようにROI500中の子領域候補501のうにくびれている部分502の面積を $S_w$ とした時に子領域候補の面積 $S_c$ を用いて $W=S_w/S_c$ で表される量である。領域503のうにくびれている部分が存在しない場合にはくびれ度は $W=0$ となる。ただし、領域504のうにROIの外周と接する部分がない場合にはくびれ度を $W=1$ とする。また、エッジ比とは図6に示すようにROI600の外周と子領域候補601が接する部分の長さ $L_E$ とし、ROI600の外周の長さ $L_{ROI}$ を用いて $E=L_E/L_{ROI}$ で表される量である。(ステップ313)

#### 【0024】

CPU100は前記算出した子領域候補の面積 $S_c$ 、円形度 $C_c$ 、親領域との面積比 $R_s$ 、くびれ度 $W$ 、エッジ比 $E$ などの物理量とそれぞれ前記設定した領域抽出パラメータとを比較して気管支領域として適切かどうかを判別する。ここで使用する領域抽出パラメータは面積閾値 $T_s$ 、円形度閾値 $T_c$ 、面積比閾値 $Tr_1$  (下側)、 $Tr_2$  (上側)、くびれ度閾値 $T_w$ 、エッジ比閾値 $T_e$ である。面積閾値 $T_s$ は気管支領域断面として適切でない大きさの領域が見つかった場合にこれをはじくために用いる。面積比閾値 $Tr_1$ 、 $Tr_2$ は親領域との連続性を保障するパラメータである。くびれ度閾値は図5の領域503のうに、例えば、子領域候補として肺野領域の一部などを子領域候補として抽出した場合にこれをはじくために用いる。エッジ比についてもくびれ度と同様である。これらすべての物理量が閾値による条件を満足している場合にその子領域候補を気管支領域断面として採用する。採用された子領域候補を子領域と呼ぶ。採用されなかった子領域候補には画素値0を割り当てる。ここで、子領域候補が気管支領域断面として適切かどうかの判別には前記すべての物理量を用いてもよいし、また前記物理量のうの一部を用いてもよい。(ステップ314)

#### 【0025】

CPU100はステップ314の子領域候補判別処理により気管支領域として適切であると判断された子領域の数を数える。(ステップ315)

#### 【0026】

CPU100は前記求めた子領域数が0かどうか判別し、子領域が0でない場合はステップ317へ進み、子領域数が0の場合はステップ321へ進む。(ステップ316)

#### 【0027】

CPU100は前記求めた子領域数が1個か2個以上かを判別し、子領域数が2個以上の場合はステップ318へ進み、子領域数が1個の場合はステップ320へ進む。(ステップ317)

#### 【0028】

CPU100は子領域数が2個以上あった場合に気管支分岐部であると判断し、この時の親領域の重心座標 $G_p$ 、面積 $S_p$ 、円形度 $C_p$ 、親領域内の各画素の座標、方向ベクトル、ROIの半径 $R$ などの各変数を主メモリ104上の分岐情報格納配列に記憶する。(ステップ318)

#### 【0029】

CPU100は(子領域の数-1)だけ気管支枝総数 $N_t$ を増やす。気管支枝総数 $N_t$ とは抽出の過程で分岐により見つけれられた気管支枝の総数であり、すべての枝について抽出処理が終了したら全気管支抽出処理を終了するためのものである。(ステップ319)

#### 【0030】

CPU100は抽出された子領域内の各画素の座標を抽出領域座標格納配列に格納する。(ステップ320)

#### 【0031】

子領域が抽出されなかった場合にCPU100は、すべてのROI半径についてROIを作成し子領域候補の抽出処理を行ったかを判断し、すべてのROI半径について抽出処理を終了していればステップ322へ進み、まだすべてのROI半径についてROIを作成していなければステップ308へ戻ってROI半径を更新し、抽出処理を行う。(ステップ321)

#### 【0032】

CPU100はすべての角度の方向ベクトルについて抽出処理を行ったかを判断し、すべての角度の方向ベクトルについて抽出処理が終了している場合にはステップ323へ進み、まだすべての方向ベクトルについて抽出処理を終了していない場合にはステップ307へ戻って

方向ベクトルを更新する。ここですべての方向ベクトルの意味について説明する。図7に示すように、親領域700の重心701から親領域に直交するベクトル702に対して、角度703および704によって定義されるベクトル705を求める。角度703, 704がとり得るすべての組み合わせについて得られるベクトル705がすべての方向ベクトルである。実際には例えば、角度703, 704をそれぞれ0° から360° まで10° 刻みでとってもよい。あるいは10° 刻みではなく5° 刻みにしてもよい。あるいは角度703は5° 刻みでとり、角度704は10° 刻みでとってもよい。あるいは角度703は0° から90° までとり、角度704は0° から360° までとるようにしてもよい。(ステップ322)

#### 【0033】

CPU100は抽出済み枝数 $N_f$ の値を1増やす。抽出済み枝数とは気管支の各枝のうちすでに抽出処理が終了した枝の数を指す。(ステップ323)

#### 【0034】

CPU100は抽出済み枝数 $N_f$ と枝総数 $N_t$ を比較する。 $N_f < N_t$ の場合にはステップ325へ進み、 $N_f = N_t$ の場合にはステップ326へ進む。(ステップ324)

#### 【0035】

CPU100はステップ314で抽出した子領域の重心座標 $G_c$ 、面積 $S_c$ 、円形度 $C_c$ を新たな親領域重心座標 $G_p$ 、面積 $S_p$ 、円形度 $C_p$ とし、ステップ307へ戻って抽出処理を繰り返す。ステップ314において子領域が抽出されていない場合は分岐情報格納配列から親領域情報を取得し、今まで抽出処理を行ってきた枝とは別の枝の抽出処理を開始する。(ステップ325)

#### 【0036】

CPU100は抽出領域情報記憶配列に格納された情報を元に抽出した気管支の3次元画像を作成し、表示メモリを用いて表示器に表示する。抽出気管支3次元画像は例えば図8に示すようにユーザインターフェイス上の画像表示領域800に表示される。(ステップ326)

#### 【0037】

以上で発明の実施形態の1つを説明した。

ここでは円形のROIを用いた。しかし、円形以外のROIを用いてもよい。図9に示すように例えば、親領域900の重心901から外側へ直線902を引く。直線が親領域外周と交わる点903から一定の距離904離れた直線上に点905をとる。親領域重心901を支点として直線902を360° 回転して得られる点群を結んだ線906をROIの外周としてもよい。ここで距離904はステップ321によって任意の大きさに設定される。

#### 【0038】

あるいは、親領域907を囲む矩形領域908を求め、その長辺の長さ909、短辺の長さ910を求める。矩形領域908の長辺の長さ909、短辺の長さ910をそれぞれ $\alpha$ 倍して得られる長さ911の長辺と長さ912の短辺をもつ矩形領域913をROIとしてもよい。あるいは矩形領域908の長辺の長さ909、短辺の長さ910をそれぞれ $\alpha$ 倍した長さの長軸914、短軸915をもつ楕円916を求め、これをROIとしてもよい。

#### 【0039】

ここではROIが適切かどうかの判定に用いるROI設定閾値 $Tr_{ROI}$ を一定値に固定した場合を例に説明したが、ROI設定閾値を可変にすることも可能である。以下ではROI設定閾値可変の場合について説明する。

#### 【0040】

ステップ322の処理で行うように図7の親領域700の重心701から親領域に直交する方向ベクトル702を基準方向ベクトルとし、基準方向ベクトル702からの角度703を変化させながらROIを作成する。例えばこの時に、角度703ごとにROI設定閾値を変えてもよい。可変ROI設定閾値について図10を用いて説明する。

#### 【0041】

操作者はROI設定閾値の下限值 $Tr_{ROI1}$ と上限値 $Tr_{ROI2}$ を与える。これらの値は操作者がユーザインターフェイス上で直接設定できるようにしもよいし、もちろんあらかじめ内部で設定した値を保持しておいてもよい。



例えば図10に示すように基準方向ベクトル1000からの角度を $0^\circ$  から角度1001まで変化させる場合に、基準方向ベクトルにはROI設定閾値として $Tr_{011}$ を与え、角度1001傾いた方向ベクトル1002には $Tr_{012}$ を与える。

#### 【0042】

角度1001を $\theta_{max}$ として基準方向ベクトルから角度 $\theta$ 傾いた方向ベクトル1003のROI設定閾値 $Tr_{01}(\theta)$ を(2)式で与えてもよい。

$$Tr_{01}(\theta) = Tr_{011} + (Tr_{012} - Tr_{011}) \times \sin \theta / \sin \theta_{max} \quad (2)$$

あるいは角度1001を $\theta_{max}$ として、方向ベクトル1003のROI設定閾値 $Tr_{01}(\theta)$ を(3)式のように入れてもよい。

$$Tr_{01}(\theta) = Tr_{011} + (Tr_{012} - Tr_{011}) \times \theta / \theta_{max} \quad (3)$$

#### 【0043】

また基準方向からの角度 $\theta$ が $\theta > \theta_1$ となる方向ベクトルにはすべてROI設定閾値 $Tr_{012}$ を与え $0 < \theta < \theta_1$ の範囲で(2)式あるいは(3)式によりROI設定閾値を決定してもよい。このとき $\theta_{max} = \theta_1$ とする。

ROI設定閾値は、親領域面積値 $S_p$ に比例して決定してもよい。

操作者はROI設定閾値の下限值 $Tr_{011}$ と上限値 $Tr_{012}$ を与える。これらの値は操作者がユーザインターフェイス上で直接設定できるようにしもよいし、もちろんあらかじめ内部で設定した値を保持しておいてもよい。

#### 【0044】

例えば、親領域面積値が $S_p < S_1$ となる時ROI設定閾値を $Tr_{012}$ とする。親領域面積値が $S_1 < S_p < S_2$ となる時にはROI設定閾値 $Tr_{01}(S_p)$ を(4)式のように与えてもよい。

$$Tr_{01}(S_p) = Tr_{011} + (Tr_{012} - Tr_{011}) \times (S_p - S_1) / (S_2 - S_1) \quad (4)$$

ここで $S_1$ ,  $S_2$ は操作者が与えてもよいし、あらかじめ内部で設定しておいてもよい。

上記式(3)や(4)で与えられるROI設定閾値 $Tr_{01}$ は、上記式(3)あるいは(4)を用いてあらかじめ計算し参照テーブル化しておくことにより演算の高速化が可能である。また、上記式(3), (4)を用いずに経験的に求めたROI設定閾値 $Tr_{01}$ を参照テーブル化してもよい。

#### 【0045】

(第2の実施形態)

次に第2の実施形態を、図11, 12を用いて説明する。

第2の実施形態は気管支各枝の抽出順番が第1の実施形態と異なる。図11に第1の実施形態による気管支各枝の抽出順番を示す。

#### 【0046】

気管支が図11に示すような木構造であると仮定し、木構造の最上部から最下部へ向けて抽出を行うとする。第1の実施形態では分岐部に到達したら分岐情報を記憶しさらに最下部へ向かって抽出を進める。分岐部において左側の枝を優先的に抽出するとする。抽出中の枝が最下部へ到達したら、記憶されている分岐情報のうち最も早く記憶された分岐部へ戻り、先ほど抽出したのとは反対側の枝へと抽出を進める。つまり、分岐部へ到達してもそこで抽出をとめることはなく1つの枝について最下部まで抽出を終了してから次の枝へと進む。

#### 【0047】

図11に分岐点から分岐点までの間がどのような順番で抽出されるかを数値で表す。また、各分岐点がどのような順番で抽出されるかを丸囲み数字で表す。第1の実施形態では抽出途中での左右の対称性がよくない。

#### 【0048】

次に第2の実施形態について気管支の各枝の抽出順番を説明する。第2の実施形態では分岐部に到達したらいったんその方向の抽出を止め、分岐情報を記憶する。1つ前の分岐点に戻って反対側の枝を抽出する。分岐点に到達するごとに1つ上の階層の分岐点に戻って抽出を行うため、抽出途中で対称性のよい抽出が可能である。第2の実施形態において各枝の抽出される順番を図12に数値で表す。また、各分岐点が抽出される順番を丸囲み数字で表す。

## 【0049】

発明の実施形態2によると各気管支枝が階層ごとに対称性よく抽出できる。

第1, 第2の実施形態では抽出結果を全領域の抽出処理が終了したあとに表示していた。しかし、抽出途中に常に抽出経過を3次元表示してもよい。

抽出経過を見ながら操作者が抽出終了ボタンを押すとその時点で抽出が終了するようにしてもよい。末梢の気管支まで抽出する必要がある場合には途中で抽出を終了することにより、抽出時間の短縮が可能である。

## 【0050】

(第3の実施形態)

第1, 第2の実施形態では各末梢の枝を気管支として適切な領域が存在しなくなるまで抽出処理を続ける。しかし、面積終了条件閾値 $T_{sfin}$ を設定し抽出中の子領域面積が $S_c < T_{sfin}$ となったらその枝の抽出処理を終了し、分岐点に戻ってまだ抽出が行われていない枝の抽出を行うようにしてもよい。 $T_{sfin}$ の設定はあらかじめ内部で定義しておいてもよいし、操作者がユーザインターフェイス上の面積終了条件閾値表示領域に直接数値を入力してもよい。

## 【0051】

(第4の実施形態)

第1および第2の実施形態で抽出した気管支領域から気管支の芯線を抽出することも可能である。図13に示すように、第1, 第2の実施形態では気管支領域1300を求める時に、気管支走行方向に直交する断面1301~1311を求めながら抽出を行った。各断面を抽出した際に同時に、各断面の重心座標1312~1322を取得している。取得した重心座標1312~1322をつないだ線1323を芯線とみなすことができる。重心座標1312~1322を結ぶ時には、隣り合う重心間を直線で結んでもよい。あるいは、スプライン補間などの補間により結んでもよい。

## 【0052】

(第5の実施形態)

第1~第4の実施形態ではX線CT断層装置で得られたボリュームデータを対象にした抽出について説明した。しかし、本発明は2次元画像中の管腔臓器抽出にも適用可能である。

本発明を2次元画像への適用例を、図14, 15を用いて説明する。

## 【0053】

頭部を撮影したレントゲン画像1400から血管を抽出する。第1の実施形態と同様に初期親領域を抽出したあと、親領域情報を用いて次の領域を抽出する。画像1401は画像1400中の領域1402を拡大したものであり、血管1403の抽出を行う。線分1404上の血管部分を親領域として次の領域を抽出する。線分1404上の濃度分布が1405のように与えられる。

## 【0054】

線分1404の中点1406から半径1407の円を求める。円周上の任意の点における接線1408において濃度分布1409を求める。同様に円周上の各点において接線1410, 1411を求めそれに対応する濃度分布1412, 1413を求める。

## 【0055】

親領域の濃度分布1405と接線上の各濃度分布1409, 1412, 1413の相関を求め、親領域の濃度分布1405との相関が最も大きいものを子領域として採用する。この場合、濃度分布1412をもつ接線1410上の領域が子領域として採用される。

採用した子領域を親領域として上記の処理を繰り返し適用することにより頭部血管の一部または全部を抽出することが可能である。

## 【0056】

ここで、円周上のすべての点で接線を求めると図15に示すように、すでに抽出している領域を再び抽出してしまうこともある。抽出方向が1500とし接線1501上に親領域があるとすると、接線1501および1502上の濃度分布はそれぞれ1503, 1504のようになる。これらの相関は大きいので、子領域としてすでに抽出されているはずの接線1502上の領域が採用され得る。従って、円周上で接線を引く方向を例えば、親領域中心と親領域より一つ前に抽

出した領域中心を結ぶ線の左右  $\theta^\circ$  以上の領域に限定する。

【0057】

第1, 第2, 第3, 第4の実施形態では気管支を例に説明し、第5の実施形態では血管を例に説明したが本発明は気管支, 血管, 腸管などあらゆる管腔臓器において適用可能である。また、画像を撮影したモダリティもX線CT断層装置、MRI断層装置、超音波装置など装置に限定されない。例えば、MRI断層装置で撮影した画像のように画像全体にわたって濃度値が緩やかに変化する場合、しきい値もそれに適応させて変化させる必要があるが、このような場合でも本発明は適用可能である。

【0058】

上記各実施形態によれば通常の領域拡張法によって抽出しきれなかった部位を含めて管腔臓器の抽出が可能になる。また、抽出中に管腔臓器の走行方向に垂直な断面における重心位置を求めるため、抽出後に細線化の処理などを行って芯線を求めなおさなくても、1回の抽出処理で管腔臓器および管腔臓器芯線の両方が抽出でき、さらに芯線上各点における方向ベクトルが求められる。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】 本発明の医用画像表示装置の一例を示すブロック図。

【図2】 本発明の医用画像表示法の一例を示す図。

【図3】 本発明の第1の実施形態の動作を説明するフローチャート。

【図4】 図3のステップ312の説明図。

【図5】 図3のステップ313の説明図。

【図6】 図3のステップ313の説明図。

【図7】 図3のステップ322の説明図。

【図8】 本発明の第1の実施形態の抽出結果の表示例。

【図9】 様々なROI形状を示す図。

【図10】 可変ROI設定閾値の設定方法を説明する図。

【図11】 本発明の第1の実施形態により抽出される気管支枝と分岐点の抽出順番を表す図。

【図12】 本発明の第2の実施形態により抽出される気管支枝と分岐点の抽出順番を表す図。

【図13】 本発明による気管支芯線抽出の説明図。

【図14】 本発明の第5の実施形態の説明図。

【図15】 本発明の第5の実施形態の説明図。

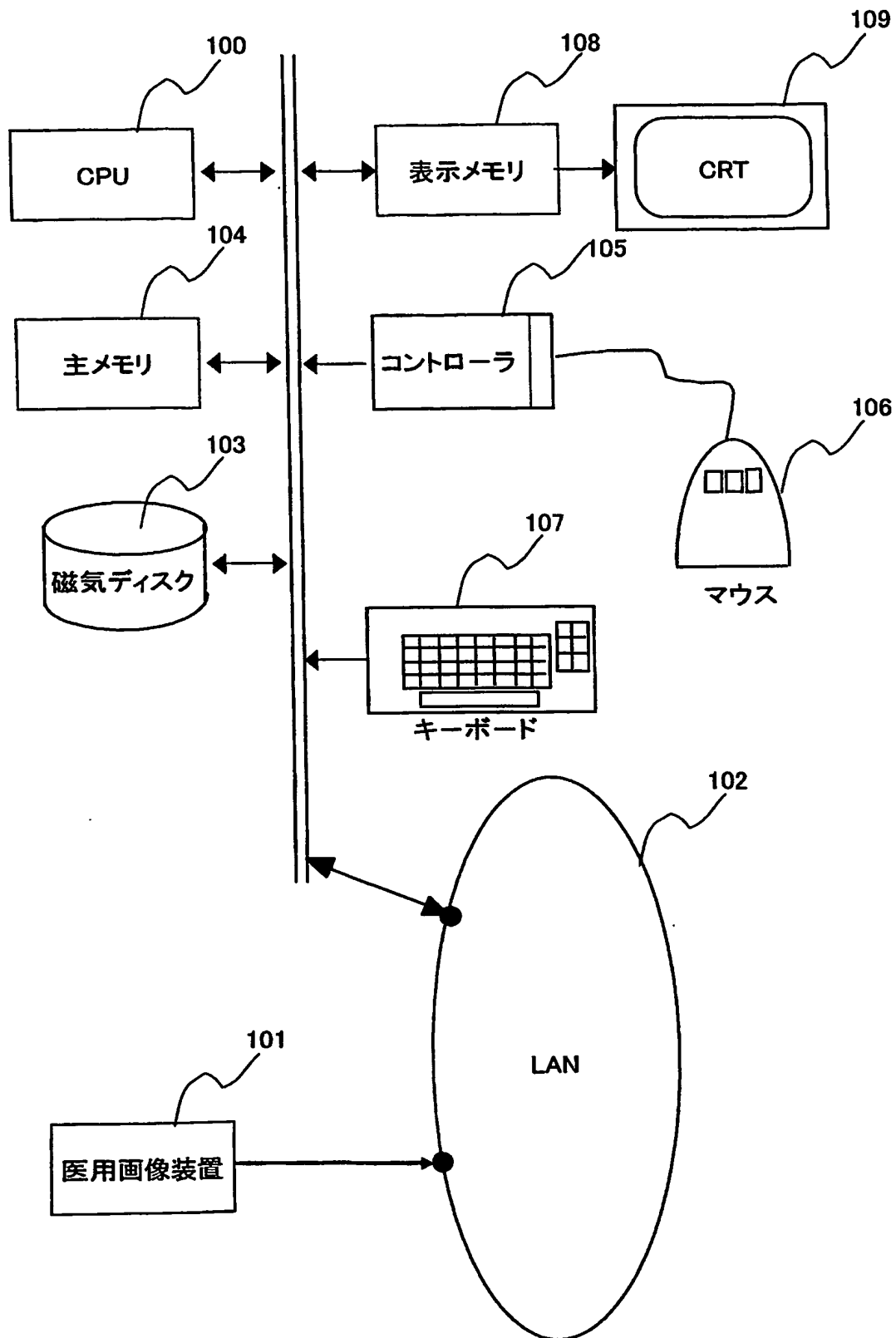
【符号の説明】

【0060】

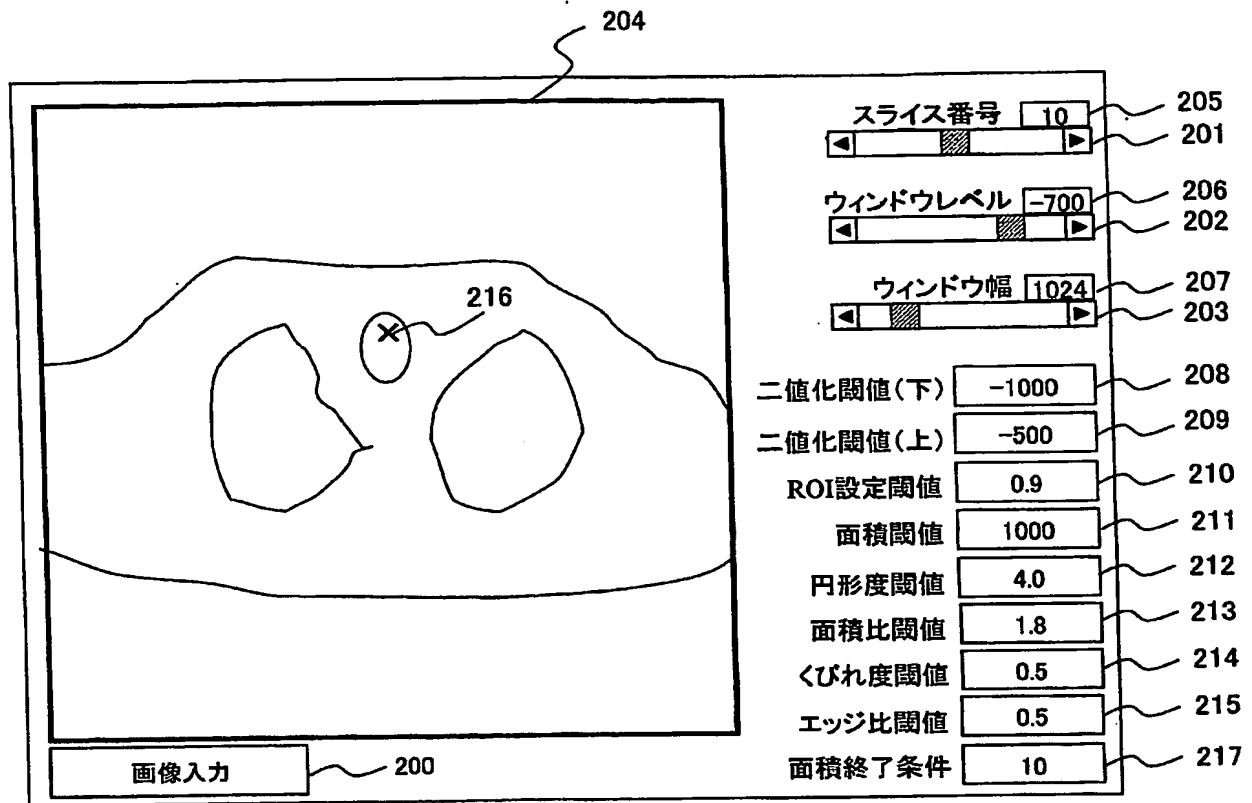
100・・・CPU、101・・・医用画像装置、102・・・LAN、103・・・磁気ディスク、104・・・主メモリ、105・・・コントローラ、106・・・マウス、107・・・キーボード、108・・・表示メモリ、109・・・CRT

【書類名】 図面

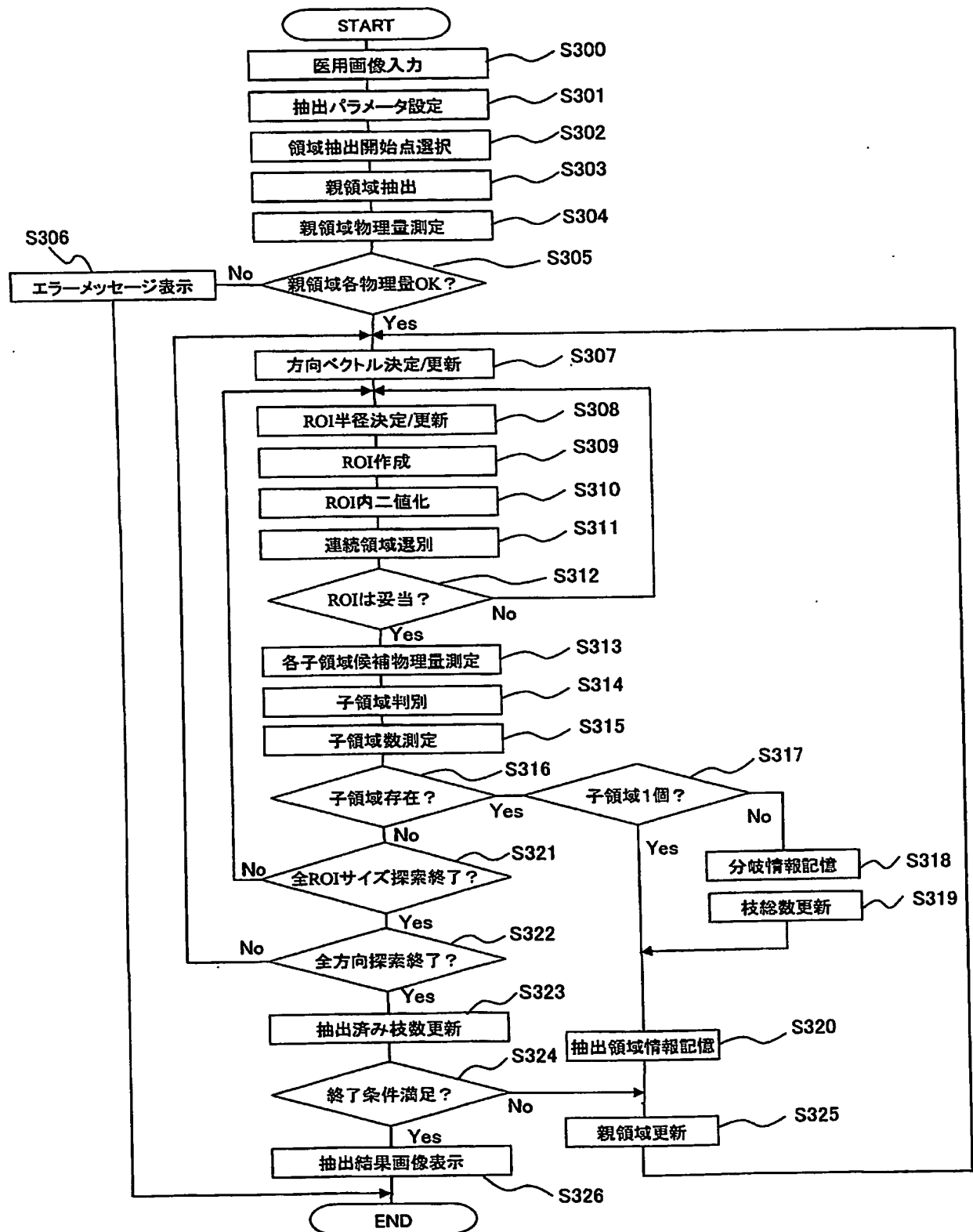
【図 1】



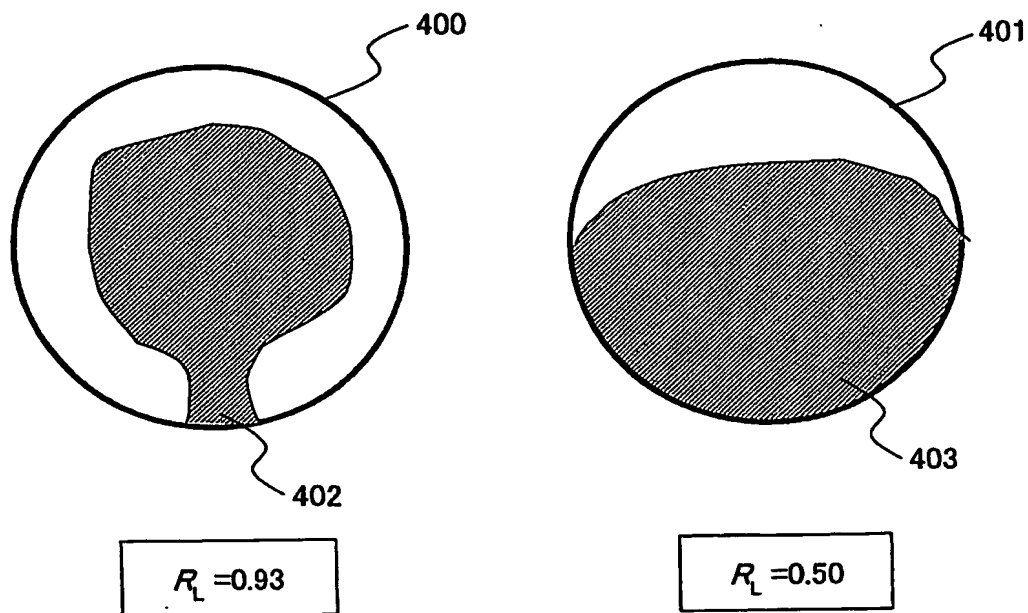
【図 2】



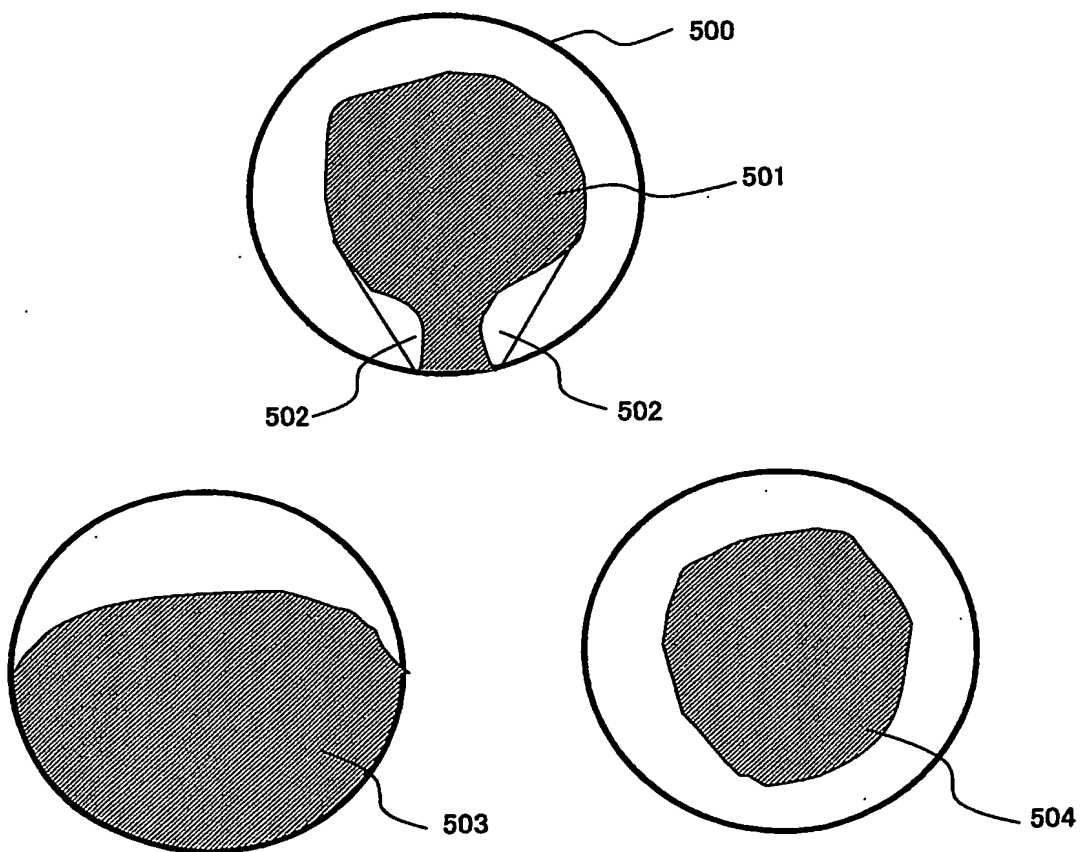
【図 3】



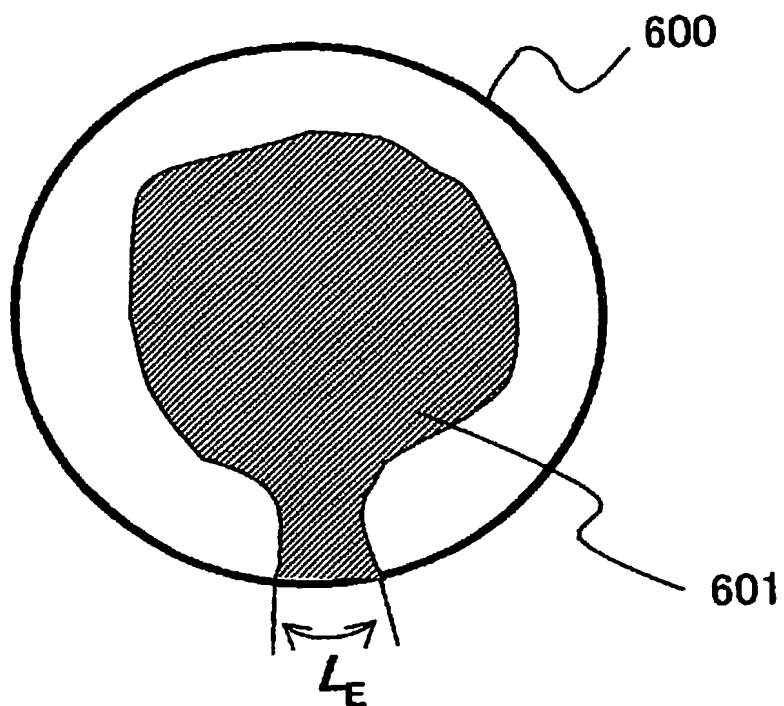
【図 4】



【図 5】

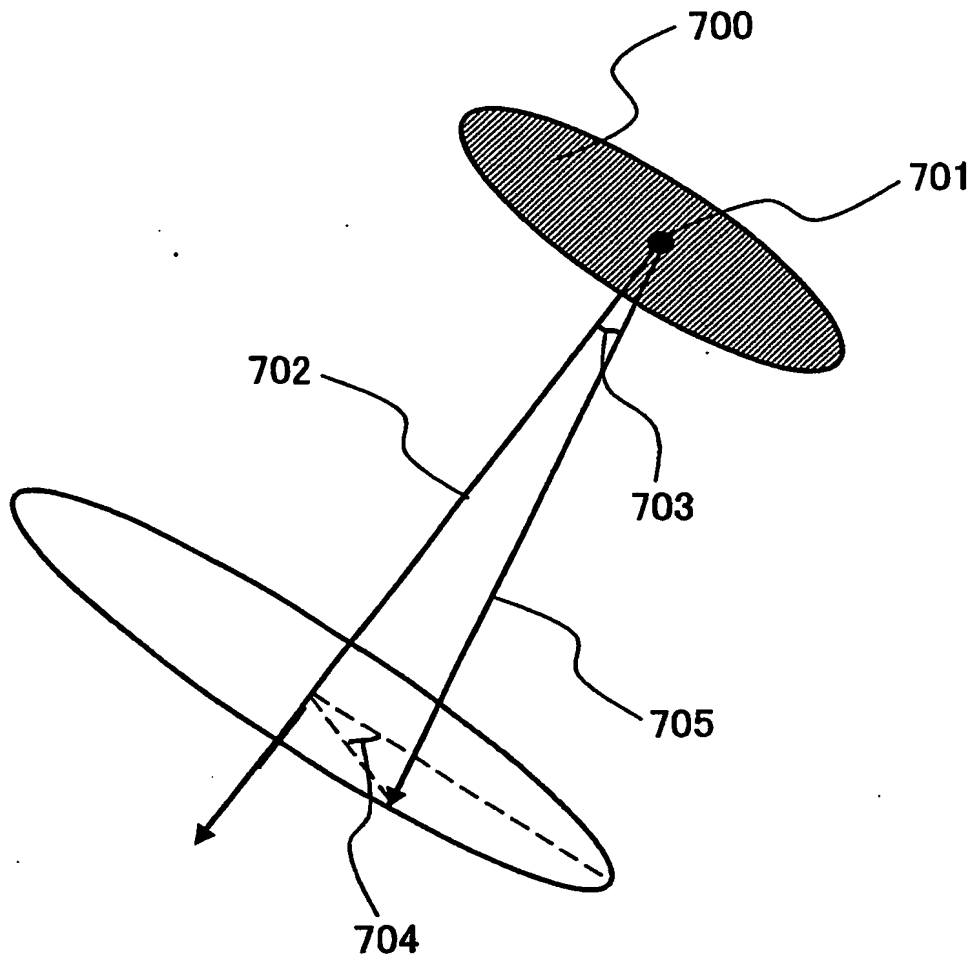


【図 6】

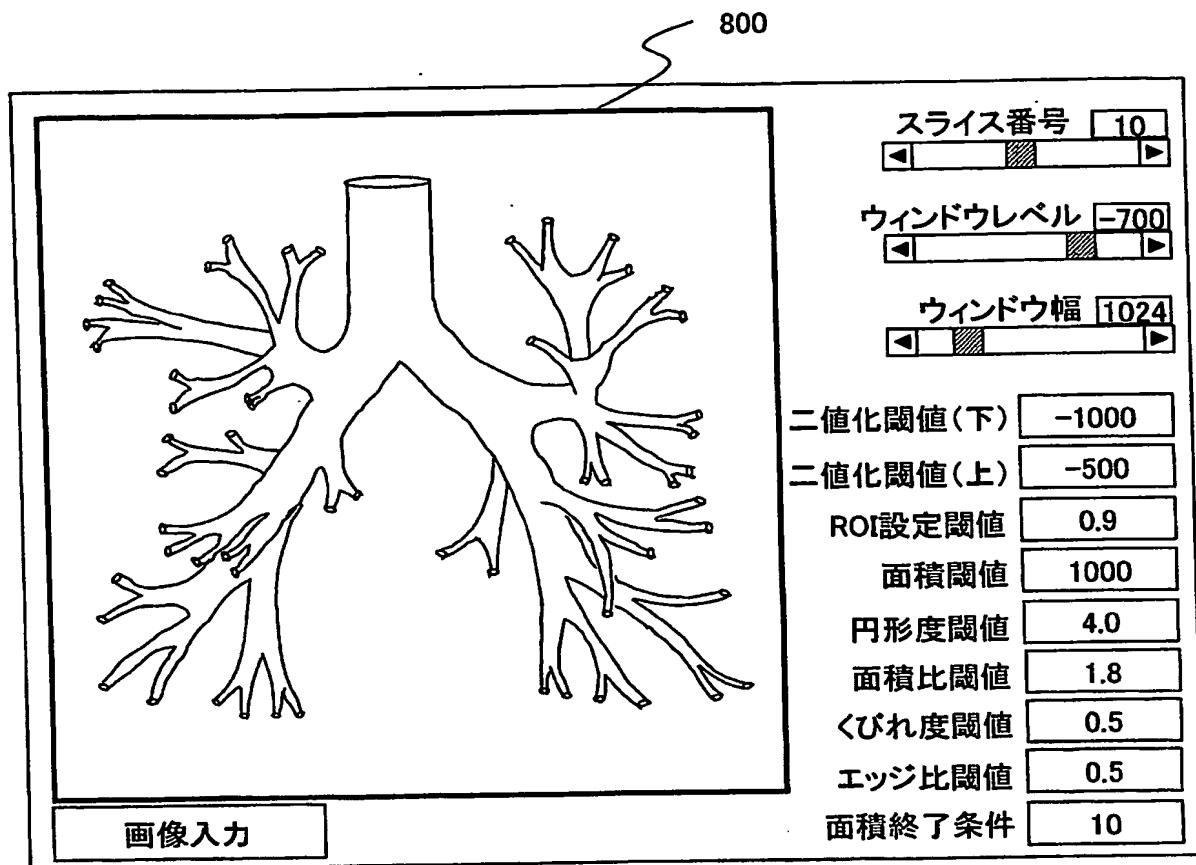




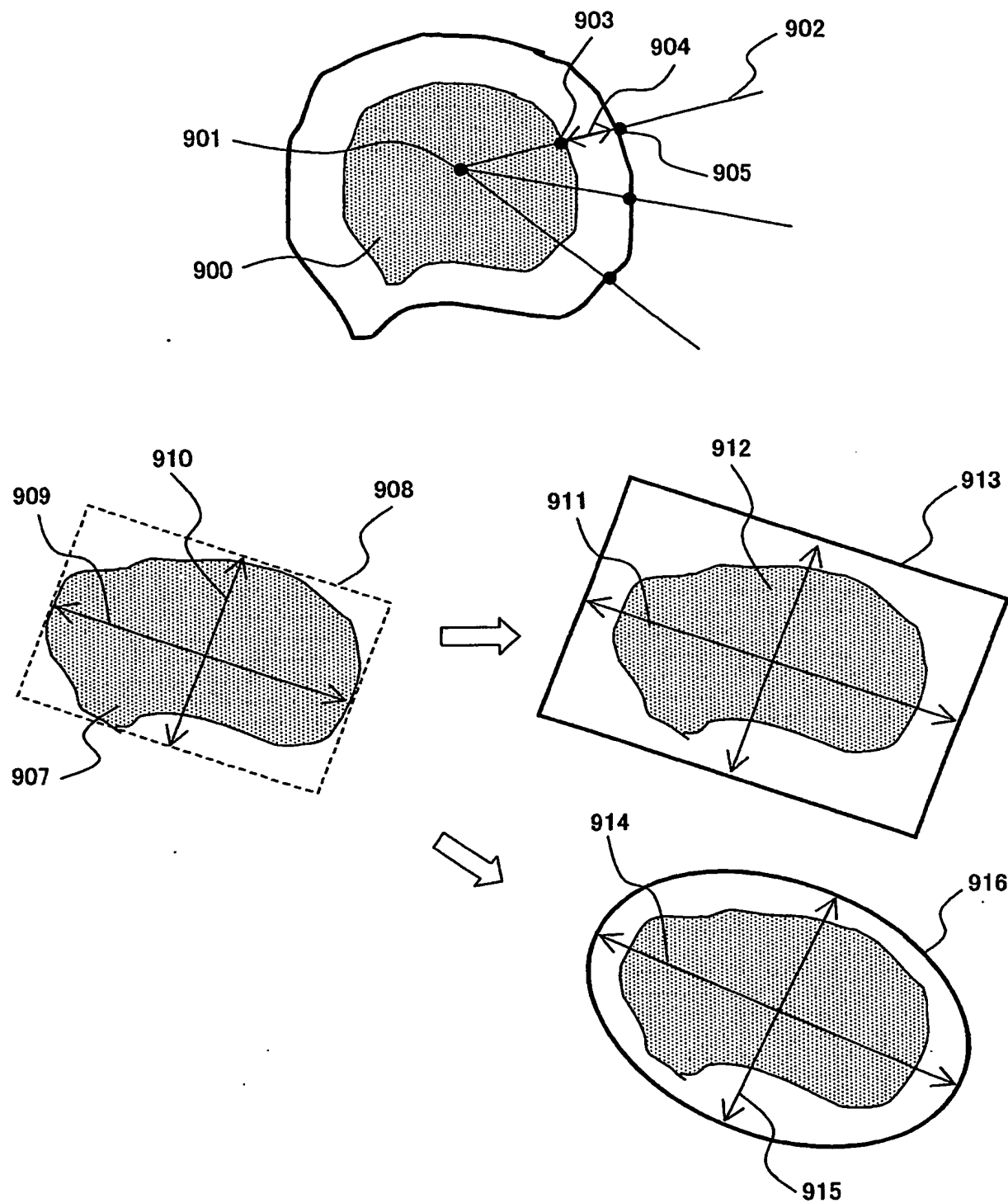
【図 7】



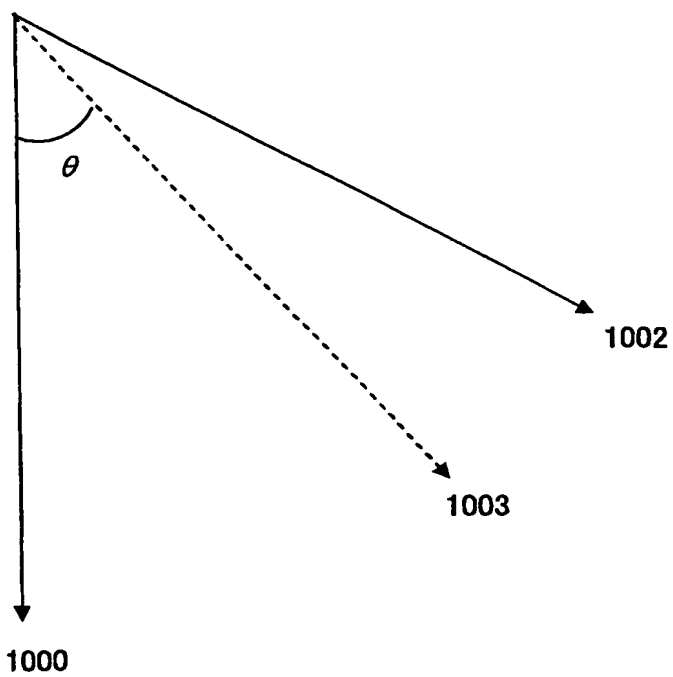
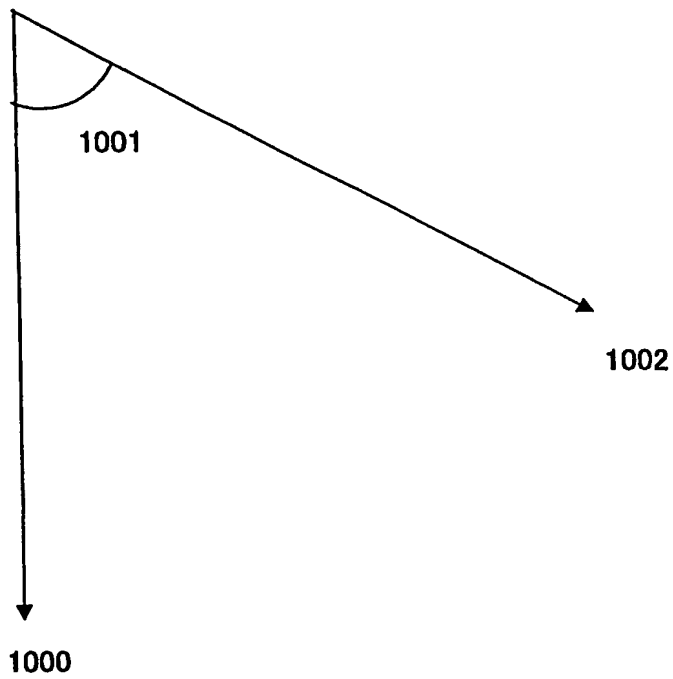
【図 8】



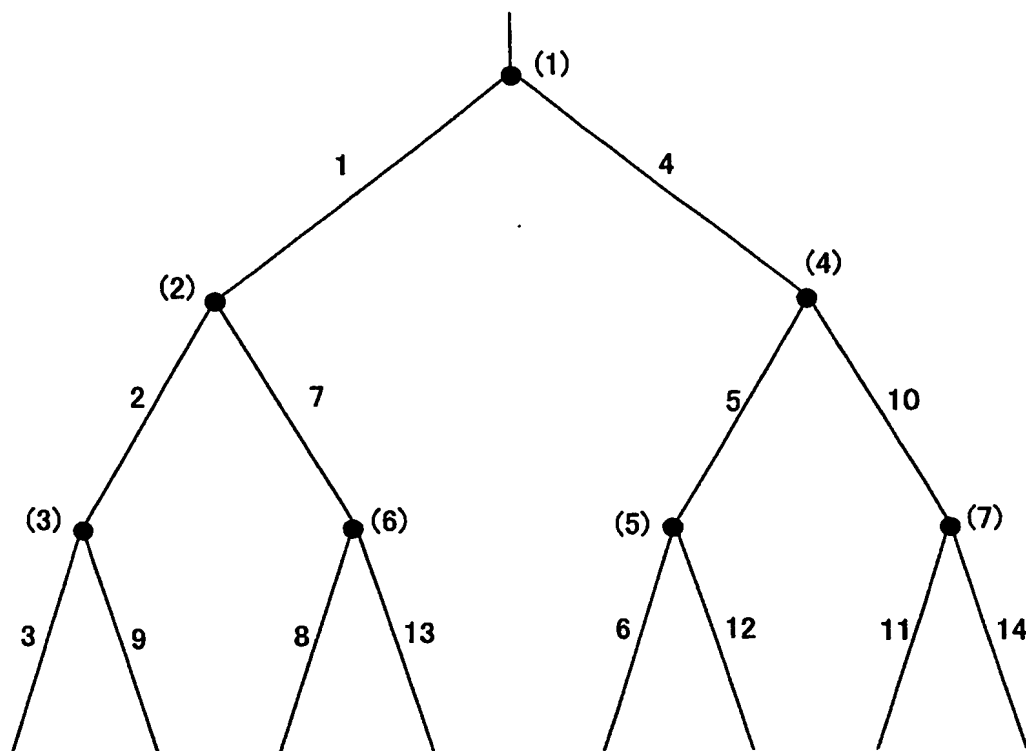
【図 9】



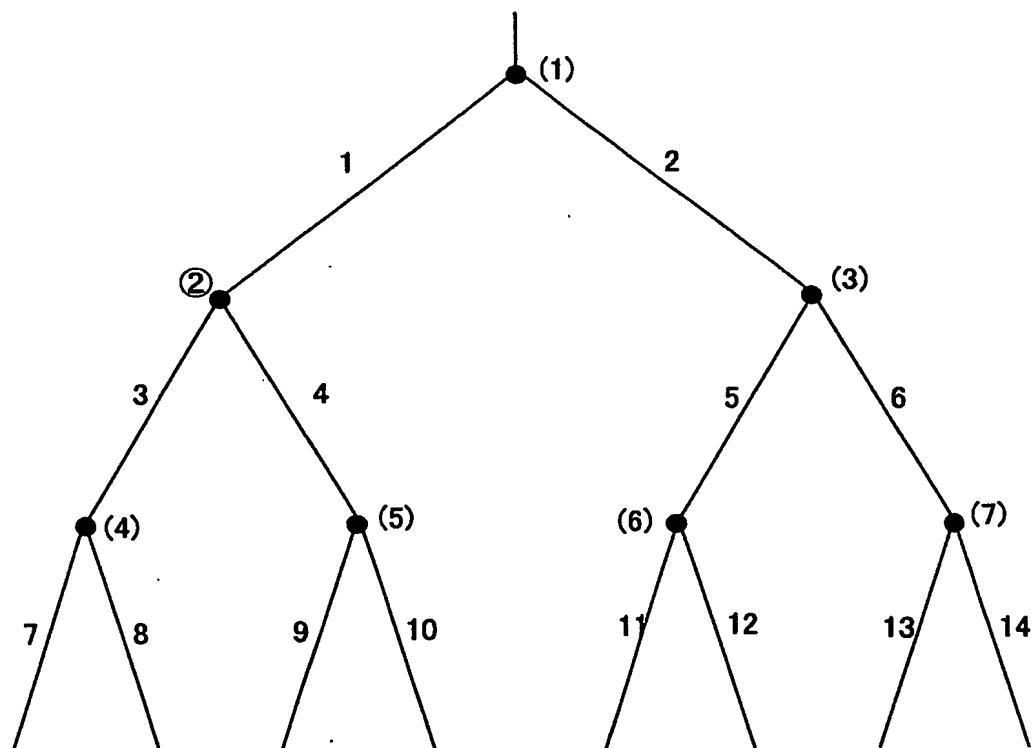
【図 10】



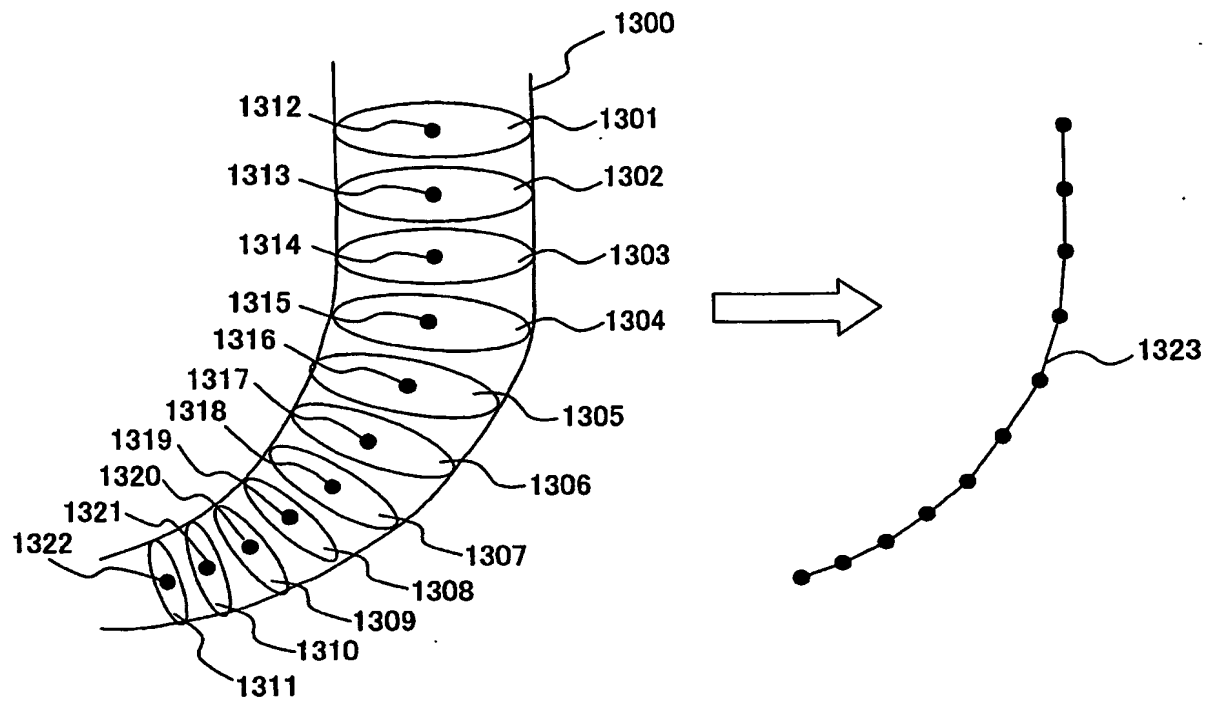
【図 11】



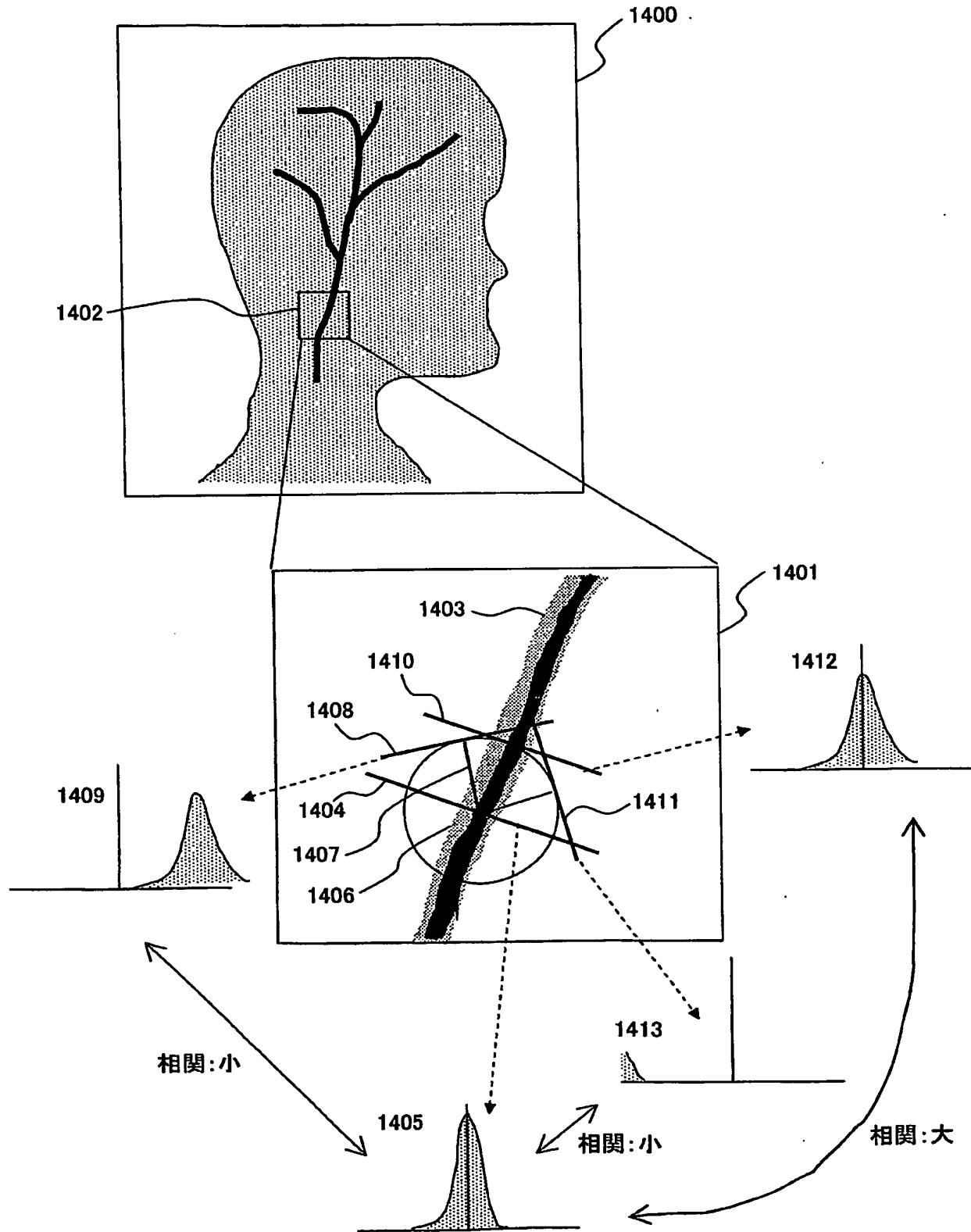
【図 12】



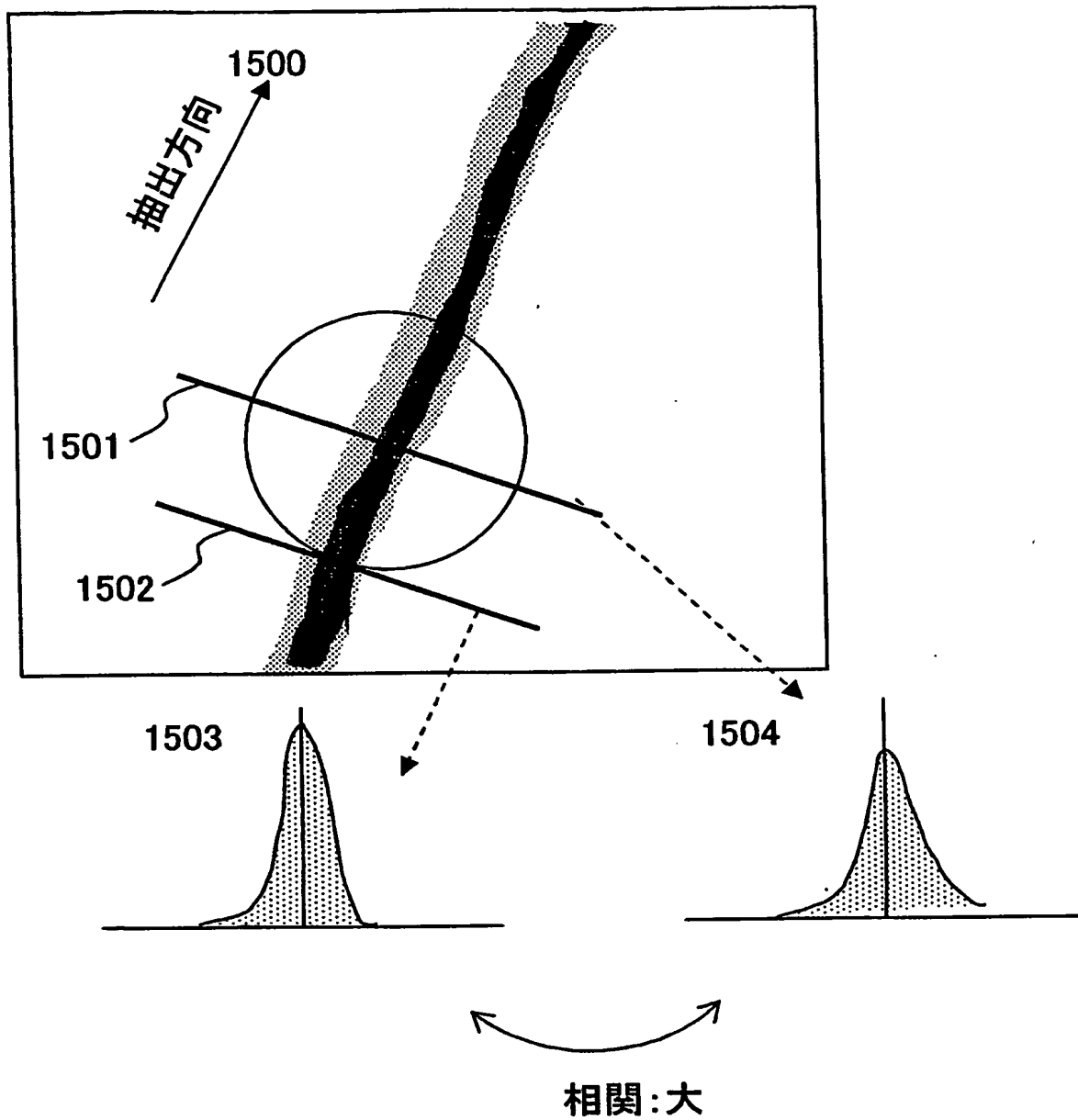
【図 13】



【図 14】



【図 15】





**【書類名】 要約書****【要約】**

**【課題】** 設定された閾値により臓器領域が適切に抽出され、その抽出された臓器領域より正確な3次元画像を構成することができる医用画像表示装置を提供する。

**【解決手段】** 抽出過程で直前に抽出した管腔臓器断面の情報を用いて関心領域を設定し、関心領域内でのみ領域抽出処理を行うことで、閾値が設定しにくい、例えば臓器間の濃度差が小さい場合にも正しく領域抽出を行うことが可能になる。そして、該求められた関心領域内で前記抽出された管腔臓器断面を含む断層画像から管腔臓器の3次元画像を作成し、その作成された3次元画像を表示する。

**【選択図】** 図1

特願 2 0 0 3 - 3 1 3 4 2 4

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 1 5 3 4 9 8 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 1 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

氏 名

株式会社日立メディコ